

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平11-76176

(43)公開日 平成11年(1999) 3月23日

(51)Int.Cl.⁶

識別記号

F I

A 6 1 B 5/00

1 0 1

A 6 1 B 5/00

1 0 1 R

A 6 1 C 19/04

C 0 1 N 29/12

G 0 1 N 29/12

A 6 1 C 19/04

D

審査請求 有 請求項の数 6 O L (全 6 頁)

(21)出願番号 特願平9-247352

(22)出願日 平成9年(1997) 9月11日

特許法第30条第1項適用申請有り 平成8年4月16日
日本ME学会発行の「医用電子と生体工学 第35巻特別
号」に発表

(71)出願人 000004237

日本電気株式会社

東京都港区芝五丁目7番1号

(72)発明者 中川原 実

東京都港区芝五丁目7番1号 日本電気株
式会社内

(72)発明者 山越 憲一

石川県金沢市涌波2丁目7番10号 涌波宿
舎D-7

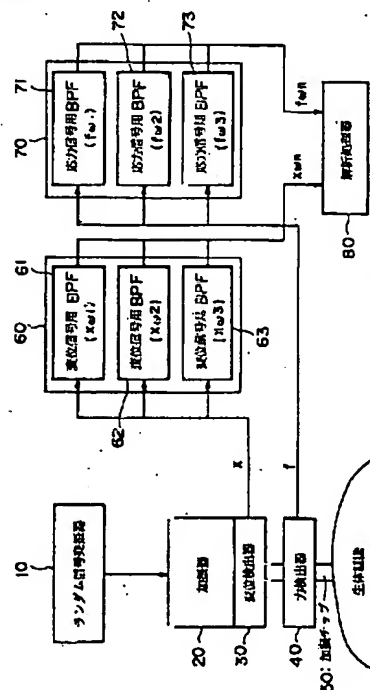
(74)代理人 弁理士 渡辺 喜平

(54)【発明の名称】 生体組織粘弾性特性計測器とその方法および生体組織粘弾性特性算出プログラムを記録した媒体

(57)【要約】

高速フーリエ変換処理して伝達関数を求めているため多
大な計測時間を必要とし、生体組織の動的な粘弾性特性
を測定することができなかった。

【課題】 ランダム信号発振器10から出力されるラン
ダム波を用いて加振器20を振動させ、加振チップ50
を介して生体組織に振動を加え、この生体組織表面の変
位と応力とを、それぞれ変位検出器30と力検出器40
により検知して所定の変位信号(x)と力信号(f)
に変換して出力し、各々の信号において角速度 ωn
($n: 1 \sim 3$ の整数)の成分 $x \omega n$ および $f \omega n$ を抽出
し、解析処理器80において、両者の振幅と位相との関
係から生体組織の弾性係数と、粘性係数とを算出するよ
うにしたため、簡易かつ高速に演算を行うことが可能で
あり、生体組織の動的な粘弾性特性を測定することがで
きる。



BEST AVAILABLE COPY

【特許請求の範囲】

【請求項1】 生体組織に振動を加える加振手段と、上記振動に対する上記生体組織表面の変位を検知して所定の変位信号に変換する変位検知手段と、上記振動に対する上記生体組織の応力を検知して所定の応力信号に変換する応力検知手段と、上記変位信号と応力信号における振幅と位相との関係から上記生体組織の粘弾性特性を算出する粘弾性特性算出手段とを具備することを特徴とする生体組織粘弾性特性計測器。

【請求項2】 上記請求項1に記載の生体組織粘弾性特性計測器において、上記粘弾性特性算出手段は、上記変位信号と応力信号において複数の特定周波数成分を抽出し、各々における振幅と位相差との関係から粘弾性特性を算出することを特徴とする生体組織粘弾性特性計測器。

【請求項3】 上記請求項1または請求項2のいずれかに記載の生体組織粘弾性特性計測器において、上記粘弾性特性算出手段は、上記生体組織の弾性係数と粘性係数とを同時に算出することを特徴とする生体組織粘弾性特性計測器。

【請求項4】 上記請求項1～請求項3のいずれかに記載の生体組織粘弾性特性計測器において、上記粘弾性特性算出手段は、 $C/A \cos \Phi = (e - m\omega^2)$ および $C/A \sin \Phi = r\omega$ (C : 応力信号の振幅、 A : 変位信号の振幅、 Φ : 変位信号と応力信号との位相差、 e : 弾性係数、 m : 生体組織の質量、 ω : 変位信号と応力信号の角速度、 r : 粘性係数、以下同様) に基づいて弾性係数と粘性係数とを算出することを特徴とする生体組織粘弾性特性計測器。

【請求項5】 生体組織に振動を加え、上記振動に対する上記生体組織表面の変位を検知して所定の変位信号に変換し、上記振動に対する上記生体組織の応力を検知して所定の応力信号に変換し、上記変位信号と応力信号における振幅と位相との関係から上記生体組織の粘弾性特性を算出することを特徴とする生体組織粘弾性特性計測方法。

【請求項6】 生体組織に振動を加え、同生体組織表面の変位を検知して所定の変位信号に変換するとともに、同生体組織の応力を検知して所定の応力信号に変換し、同生体組織の粘弾性特性を算出するための生体組織粘弾性特性算出プログラムを記録した媒体であって、上記変位信号と応力信号における振幅と位相との関係から上記生体組織の粘弾性特性を算出することを特徴とする生体組織粘弾性特性算出プログラムを記録した媒体。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、生体組織に振動を加えて粘弾性特性を計測する生体組織粘弾性特性計測器

とその方法および生体組織粘弾性特性算出プログラムを記録した媒体に関し、特に、医療現場において被験者の皮膚の硬さや歯の動揺度等を診断するのに用いて好適な生体組織粘弾性特性計測器とその方法および生体組織粘弾性特性算出プログラムを記録した媒体に関する。

【0002】

【従来の技術】 従来、この種の技術の一例として、特開昭62-172946号公報に開示されたものが知られている。同公報においては、所定の加振器を用いて歯周組織をランダム波で加振して応力を検知し、このランダム波の加速度に比例した電気信号と、同応力に比例した電気信号を高速フーリエ変換処理して被測定系の伝達関数を求め、歯周組織の機械インピーダンスを計測していた。

【0003】 また、特開平7-116125号公報に開示されたものにおいては、概ね上記のような構成にあわせて加振条件を複数個設定可能とし、多種類の生体組織について粘弾性特性を計測できるようになっている。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】 上述した従来の技術においては、次のような課題があった。ランダム波の加速度に比例した電気信号と、上記応力に比例した電気信号を高速フーリエ変換処理して伝達関数を求めているため、多大な計測時間を必要とし、筋肉の運動時など、生体組織の動的な粘弾性特性を測定することができなかった。

【0005】 本発明は、上記課題にかんがみてなされたもので、生体組織の動的な粘弾性特性を測定することが可能な生体組織粘弾性特性計測器、生体組織粘弾性特性計測方法および生体組織粘弾性特性算出プログラムを記録した媒体の提供を目的とする。

【0006】

【課題を解決するための手段】 上記目的を達成するため、請求項1にかかる発明は、生体組織に振動を加える加振手段と、この振動に対する上記生体組織表面の変位を検知して所定の変位信号に変換する変位検知手段と、同振動に対する上記生体組織の応力を検知して所定の応力信号に変換する応力検知手段と、同変位信号と応力信号における振幅と位相との関係から上記生体組織の粘弾性特性を算出する粘弾性特性算出手段とを備えた構成としてある。

【0007】 すなわち、加振手段が生体組織に対して振動を加えると、同生体組織表面は変位しつつ振動に応じた応力を発生する。変位検知手段と応力検知手段は、それぞれ同生体組織表面の変位と、同生体組織の応力とを検知して変位信号と、応力信号とに変換する。粘弾性特性算出手段は、これらの変位信号と、応力信号の振幅と位相との関係から上記生体組織の粘弾性特性を算出する。粘弾性特性の具体的な算出方法の一例として、請求項2にかかる発明は、請求項1に記載の生体組織粘弾性特性計測器において、上記粘弾性特性算出手段は、上記

変位信号と応力信号において複数の特定周波数成分を抽出し、各々における振幅と位相差との関係から粘弾性特性を算出する構成としてある。

【0008】すなわち、上記粘弾性特性算出手段は、各々、中心周波数の異なる複数のバンドパスフィルタに上記変位信号と応力信号とを入力するなどして、複数の特定周波数成分を抽出し、各々における振幅と位相差との関係から粘弾性特性を算出する。ここにおいて、粘弾性特性を機械インピーダンス等により間接的に計測する構成としてもよいが、この構成に限定されることはない。その一例として、請求項3にかかる発明は、請求項1または請求項2のいずれかに記載の生体組織粘弾性特性計測器において、上記粘弾性特性算出手段は、上記生体組織の弾性係数と粘性係数とを同時に算出する構成としてある。

【0009】すなわち、生体組織の状態を直接的に示す弾性係数と粘性係数とを同時に算出する。この弾性係数と粘性係数とを算出するための演算式として、請求項4にかかる発明は、請求項1～請求項3のいずれかに記載の生体組織粘弾性特性計測器において、上記粘弾性特性算出手段は、 $C/A \cos \Phi = (e - m\omega^2)$ および $C/A \sin \Phi = r\omega$ に基づいて弾性係数と粘性係数とを算出する構成としてある。

【0010】一般に、変位信号(x)と応力信号(f)との関係は次式で表すことができる。

$f = m d^2 x / dt^2 + r dx / dt + e x$ (t: 時間)
ここで、 $x = A \sin \omega t$ とすると上式は次のようになる。

$$f = A(e - m\omega^2) \sin \omega t + A r \omega \cos \omega t$$

【0011】また、応力信号(f)は、変位信号(x)を上記のように表した場合、一定の位相差Φを有する正弦波として考えられるから、次式のように表すことができる。

$$f = C \sin(\omega t + \Phi) \\ = C \sin \omega t \cos \Phi + C \cos \omega t \sin \Phi$$

従って、次式の関係が成り立つ。

$$C/A \cos \Phi = (e - m\omega^2)$$

$$C/A \sin \Phi = r\omega$$

ここにおいて、変位信号(x)の振幅Aと、応力信号(f)の振幅Cと、両者の位相差Φが少なくとも二点の角速度ωにおいて定まれば、質量mが判明するとともに弾性係数eを算出することが可能となる。

【0012】上述したようにして、変位信号と応力信号における振幅と位相差との関係から上記生体組織の粘弾性特性を算出するとしても、実体のある装置に限定される必要はなく、その方法としても機能することは容易に理解できる。このため、請求項5にかかる方法の発明は、生体組織に振動を加え、同振動に対する上記生体組織表面の変位を検知して所定の変位信号に変換し、同振動に対する上記生体組織の応力を検知して所定の応力信号に

変換し、同変位信号と応力信号における振幅と位相との関係から上記生体組織の粘弾性特性を算出する構成としてある。

【0013】すなわち、必ずしも実体のある装置に限らず、その方法としても有効であることに相違はない。発明の思想の具現化例として生体組織の粘弾性特性を算出するソフトウェアとなる場合には、かかるソフトウェアを記録した記録媒体上においても当然に存在し、利用することが可能となる。その一例として、請求項6にかかる発明は、生体組織に振動を加え、同生体組織表面の変位を検知して所定の変位信号に変換するとともに、同生体組織の応力を検知して所定の応力信号に変換し、同生体組織の粘弾性特性を算出するための生体組織粘弾性特性算出プログラムを記録した媒体であって、同変位信号と応力信号における振幅と位相との関係から上記生体組織の粘弾性特性を算出する構成としてある。

【0014】もちろん、その記録媒体は、磁気記録媒体であってもよいし光磁気記録媒体であってもよいし、今後開発されるいかなる記録媒体においても全く同様に考えることができる。また、一次複製品、二次複製品などの複製段階については全く問う余地無く同等である。その他、供給方法として通信回線を利用して行う場合でも本発明が利用されていることにはかわりないし、半導体チップに書き込まれたようなものであっても同様である。

【0015】さらに、一部がソフトウェアであって、一部がハードウェアで実現されている場合においても発明の思想において全く異なるものではなく、一部を記録媒体上に記憶しておいて必要に応じて適宜読み込まれるような形態のものとしてあってもよい。

【0016】

【発明の実施の形態】以下、図面にもとづいて本発明の実施形態を説明する。図1は、本発明の一実施形態にかかる生体組織粘弾性特性計測器のハードウェア構成例をブロック図により示している。

【0017】同図において、ランダム信号発振器10はランダム波を発生し、適宜、図示しないアンプを用いて増幅出力し、このランダム波により加振器20は振動する構成としてある。この加振器20には、順に変位検出器30と、力検出器40と、加振チップ50を直列に接続してあり、加振チップ50を生体組織表面に当接させた状態で、上記のようにして加振器20が振動することにより生体組織に振動が加えられる。この意味において、ランダム信号発振器10と、加振器20と、加振チップ50とが加振手段を構成する。

【0018】加振チップ50を介して生体組織に振動が加えられれば、同生体組織表面は押さえつけられて変位するとともに、加振チップ50を押し戻す方向に応力を生じる。変位検出器30は、このような生体組織表面の変位を検知して所定の変位信号(x)に変換して変位信

号用BPF群60に出力する。他方、力検出器40は、上述したような応力を検知して所定の応力信号(f)に変換して応力信号用BPF群70に出力する。なお、各々の具体的な構成については、従来技術の範疇であるため、ここでは詳述しない。

【0019】変位信号用BPF群60は、入力信号に対して並列に配設された三つの変位信号用BPF61, 62, 63からなり、それぞれ、 $\omega 1/2\pi$, $\omega 2/2\pi$, $\omega 3/2\pi$ からなる中心周波数の変位信号($x\omega n$; $n=1\sim 3$ の整数)を抽出して解析処理器80に出力する。応力信号用BPF群70は、変位信号用BPF61, 62, 63のそれぞれの特性に揃った応力信号用BPF71, 72, 73からなり、それぞれ入力信号に対して並列に配設され、同様に $\omega 1/2\pi$, $\omega 2/2\pi$, $\omega 3/2\pi$ からなる中心周波数の応力信号($f\omega n$; $n=1\sim 3$ の整数)を抽出して解析処理器80に出力する。

【0020】解析処理器80は、上記のようにして抽出された変位信号($x\omega n$)と、応力信号($f\omega n$)のそれぞれをA/D変換して入力するとともに、図示しないCPUやRAM等のプログラム実行環境を備えており、図示しないプログラムROMに記録した図2のフローチャートに示す生体組織粘弾性特性算出プログラムを実行する。同図において、ステップS110においては、「 n 」に「1」をセットして中心周波数が $\omega 1/2\pi$ の変位信号($x\omega 1$)と、応力信号($f\omega 1$)に着目する。ステップS120においては、変位信号($x\omega 1$)の振幅Aと、応力信号($f\omega 1$)の振幅Cと、変位信号($x\omega 1$)と応力信号($f\omega 1$)との位相差 Φ を取得し、 $C/A\cos\Phi$ 対 $\omega 1^2$ をメモリ上にプロットする。

【0021】次のステップS130においては、 $C/A\sin\Phi$ 対 $\omega 1$ を同様にプロットする。この後、ステップS140では、「 n 」を「1」だけカウントアップして中心周波数が $\omega 2/2\pi$ の変位信号($x\omega 2$)と、応力信号($f\omega 2$)に着目し、同様にして $C/A\cos\Phi$ 対 $\omega 2^2$ と、 $C/A\sin\Phi$ 対 $\omega 2$ の値をメモリ上にプロットして「 n 」が「3」となるまで同様の処理を行う。

【0022】ところで、図3に示すように、変位信号(x)を振幅Aの正弦波とした場合、応力信号(f)は変位信号(x)に対して一定の位相差 Φ をもった振幅Cの正弦波として考えることができる。従って、上述したように、 $C/A\cos\Phi=(e-m\omega^2)$ および $C/A\sin\Phi=r\omega$ の関係式が得られる。すると、 $C/A\cos\Phi$ 対 ωn^2 と、 $C/A\sin\Phi$ 対 ωn のプロット結果は、それぞれ図4と図5に示すような形となる。図からも明らかなように各々の図におけるプロット結果は、理論上、一直線上にのることになる。

【0023】実際の測定を行ったところ、両者のプロッ

ト結果は、それぞれ概ね一直線上にのることが確認された。しかし、ここにおける測定結果は誤差を内在しているのは明らかであり、完全に一直線上にのことは期待できない。そこで、ステップS160において、 $C/A\cos\Phi$ 対 ωn^2 と、 $C/A\sin\Phi$ 対 ωn のそれぞれのプロット結果において、線形近似を行って近似関数を取得する。具体的には、例えば、最小二乗法などを用いて最も誤差が少なくなるような線形近似を行えばよい。

【0024】ステップS170においては、図4に示す $C/A\cos\Phi$ 対 ωn^2 の線形近似関数において、 ωn を「0」とすることで切片の弾性係数 e を取得し、次のステップS180においては、図5に示す $C/A\sin\Phi$ 対 ωn の線形近似関数において、その傾きを求めることにより粘性係数 r を取得する。以上の意味において、変位信号用BPF群60と、応力信号用BPF群70と、解析処理器80とが粘弾性特性算出手段を構成する。

【0025】このように、本実施形態においては、単純な線形近似処理で弾性係数 e と粘性係数 r を算出することができるため、極めて高速に演算することが可能となる。従って、ほぼリアルタイムで弾性係数 e と粘性係数 r を取得することが可能となり、例えば、運動時の筋肉における動的な粘弾性特性を計測するのに用いることができる。また、従来技術においては、機械インピーダンスで生体組織の粘弾性特性を間接的に評価していたのに対して、本発明においては、生体組織の粘弾性特性を弾性係数 e と粘性係数 r により直接的に評価することが可能となってわかりやすいという利点もある。

【0026】本実施形態においては、変位信号用BPF群60および応力信号用BPF群70は、それぞれ中心周波数が $\omega 1/2\pi$, $\omega 2/2\pi$, $\omega 3/2\pi$ の変位信号用BPF61, 62, 63および応力信号用BPF71, 72, 73を備え、解析処理器80は、この三種の周波数成分の変位信号($x\omega n$)および応力信号($f\omega n$)に基づいて弾性係数 e と粘性係数 r を算出する構成としてあるが、この構成に限定されることはない。すなわち、上記のような線形近似を行うためには、少なくとも二点をプロットできればよく、適宜用いるバンドパスフィルタの種類を削減してもかまわないし、増加させてもよい。

【0027】また、本実施形態においては、専用の解析処理器80を用いて弾性係数 e と粘性係数 r を算出するようにしているが、パソコンなどの汎用的なコンピュータを用いることも可能である。もちろん、算出した弾性係数 e と粘性係数 r を所定の表示器やプリンタから出力するようにしてもよいし、ディスクなどの記録媒体に書き込み、計測が終了してから所定のアプリケーションを用いてグラフにまとめるなどしてもよく、算出した弾性係数 e と粘性係数 r の扱いについては全くの任意であり、特に限定されない。

【0028】次に、上記のように構成した本実施形態の動作について説明する。加振チップ50を生体組織の表面に当接させてランダム信号発振器10を動作させる。すると、ランダム信号発振器10はランダム波を発生し、このランダム波を受けて加振器20は振動する。ここで、発生した振動は、加振器20に直列に接続された変位検出器30と、力検出器40とを介して加振チップ50に伝達され、この加振チップ50から生体組織表面に振動が加えられる。

【0029】生体組織表面に振動が加えられれば、同生体組織表面は押さえつけられて変位するとともに、加振チップ50を押し戻す方向に応力を生じる。すると、変位検出器30は、このような生体組織表面の変位を検知して所定の変位信号(x)に変換して変位信号用BPF群60に出力し、力検出器40は、上述したような応力を検知して所定の応力信号(f)に変換して応力信号用BPF群70に出力する。

【0030】変位信号用BPF群60は、入力される変位信号(x)から中心周波数が $\omega 1/2\pi$ 、 $\omega 2/2\pi$ 、 $\omega 3/2\pi$ の三種の周波数成分の変位信号($x\omega n$)を抽出して解析処理器80に出力する。応力信号用BPF群70は、入力される応力信号(f)から中心周波数が $\omega 1/2\pi$ 、 $\omega 2/2\pi$ 、 $\omega 3/2\pi$ の三種の周波数成分の応力信号($f\omega n$)を抽出して同様に解析処理器80に出力する。

【0031】解析処理器80は、入力される変位信号($x\omega n$)と応力信号($f\omega n$)をA/D変換し、変位信号($x\omega n$)の振幅Aと、応力信号($f\omega n$)の振幅Cと、変位信号($x\omega n$)と応力信号($f\omega n$)との位相差 Φ を取得し、 $C/A\cos\Phi$ 対 ωn^2 と、 $C/A\sin\Phi$ 対 ωn をメモリ上にプロットする(ステップS110～ステップS150)。

【0032】そして、 $C/A\cos\Phi$ 対 ωn^2 と、 $C/A\sin\Phi$ 対 ωn のそれぞれのプロット結果において線形近似を行って近似関数を取得し(ステップS160)、前者の近似関数において ωn を「0」とすることで弾性係数eを取得するとともに(ステップS170)、後者の近似関数において傾きを求めて粘性係数rを取得する。

【0033】このように、ランダム信号発振器10から出力されるランダム波を用いて加振器20を振動させ、加振チップ50を介して生体組織に振動を加え、この生体組織表面の変位と応力とを、それぞれ変位検出器30と力検出器40により検知して所定の変位信号(x)と応力信号(f)に変換して出力し、各々の信号において角速度 ωn ($n:1\sim3$ の整数)の成分 $x\omega n$ および $f\omega n$ を抽出し、解析処理器80において、両者の振幅と位相との関係から生体組織の弾性係数と、粘性係数とを

算出するようにしたため、簡易かつ高速に演算を行うことが可能であり、生体組織の動的な粘弾性特性を測定することができる。

【0034】

【発明の効果】以上説明したように本発明は、変位信号と応力信号における振幅と位相との関係から生体組織の粘弾性特性を算出するようにしたため、高速に演算を行うことが可能となつて、生体組織の動的な粘弾性特性を測定することが可能な生体組織粘弾性特性計測器を提供することができる。また、請求項2にかかる発明によれば、変位信号と応力信号において複数の特定周波数成分を抽出し、各々における振幅と位相差との関係から粘弾性特性を算出するようにしたため、簡易な演算方法で粘弾性特性を測定することができる。

【0035】さらに、請求項3にかかる発明によれば、生体組織の弾性係数と粘性係数とを同時に算出するようにしたため、生体組織の状態を判断しやすい。さらに、請求項4にかかる発明によれば、簡易な演算式で弾性係数と粘性係数とを算出することができる。さらに、請求項5にかかる発明によれば、生体組織の動的な粘弾性特性を測定することが可能な生体組織粘弾性特性計測方法を提供することができる。

【0036】さらに、請求項6にかかる発明によれば、生体組織の動的な粘弾性特性を測定することが可能な生体組織粘弾性特性算出プログラムを記録した媒体を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施形態にかかる生体組織粘弾性特性計測器のハードウェア構成例を示すブロック図である。

【図2】生体組織粘弾性特性算出プログラムのフローチャートである。

【図3】変位信号(x)と応力信号(f)との関係を示す波形図である。

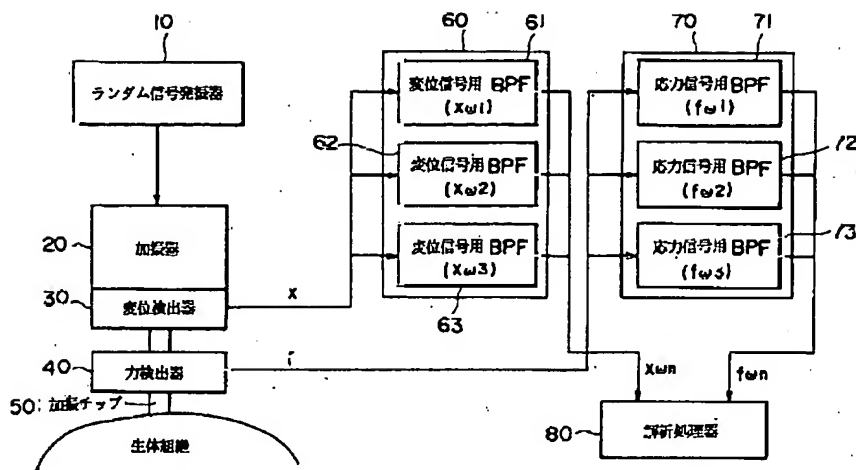
【図4】 $C/A\cos\Phi$ 対 ωn^2 のプロット結果を示すグラフである。

【図5】 $C/A\sin\Phi$ 対 ωn のプロット結果を示すグラフである。

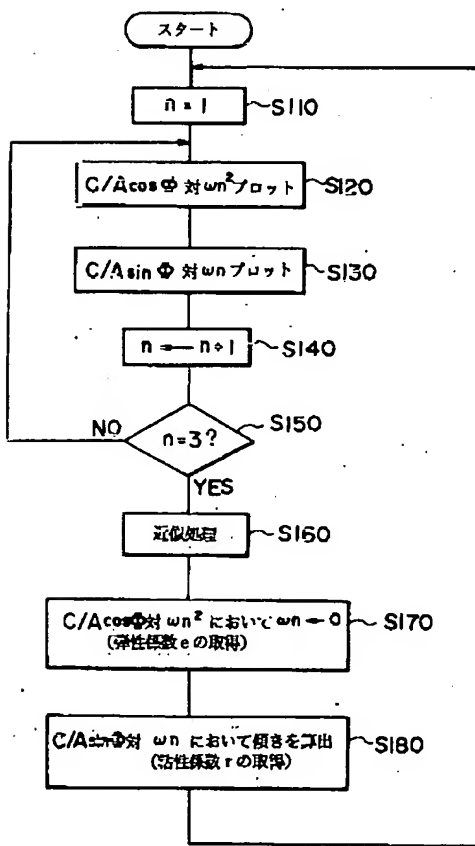
【符号の説明】

- 10…ランダム信号発振器
- 20…加振器
- 30…変位検出器
- 40…力検出器
- 50…加振チップ
- 60…変位信号用BPF群
- 70…応力信号用BPF群
- 80…解析処理器

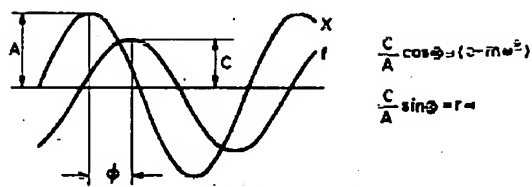
【図 1】



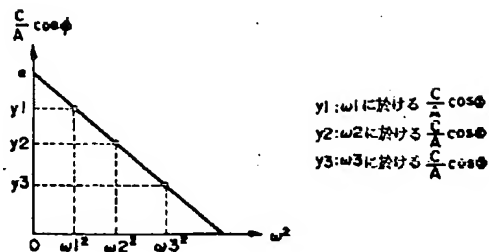
【図2】



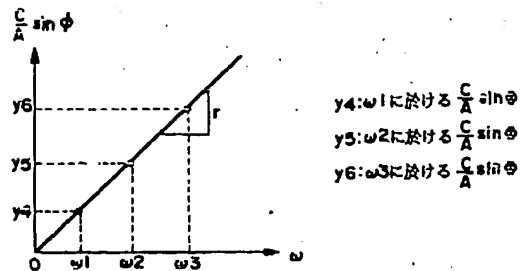
【图3】



【図4】



【図5】



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☐ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☒ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.